

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 8月29日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-250076

[ST.10/C]:

[JP 2002-250076]

出 願 人

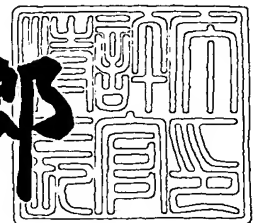
Applicant(s):

パイオニア株式会社

2003年 1月14日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2002-3105470

【書類名】 特許願

【整理番号】 57P0232

【提出日】 平成14年 8月29日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/18
A61B 5/0245
A61B 5/0452

【発明者】

【住所又は居所】 埼玉県鶴ヶ島市富士見6丁目1番1号 パイオニア株式会社 総合研究所内

【氏名】 安士 光男

【特許出願人】

【識別番号】 000005016

【氏名又は名称】 パイオニア株式会社

【代理人】

【識別番号】 100083839

【弁理士】

【氏名又は名称】 石川 泰男

【電話番号】 03-5443-8461

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 007191

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9102133

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 疲労度判別システム、疲労度判別方法、および疲労度判別用プログラム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体の心拍を表す信号を入力して経時的に変化する心拍数信号を演算する心拍数演算手段と、

前記心拍数演算手段により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度を判定する疲労度判定手段と、

を備えたことを特徴とする疲労度判別システム。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の疲労度判別システムにおいて、

前記疲労度判定手段は、一定期間の心拍変動で前記心拍数信号に基づいて平均心拍数を算出する平均心拍数算出手段と、

前記平均心拍数を上回る領域の経過時間を測定する第 1 の経過時間測定手段と

、

前記平均心拍数を下回る領域の経過時間を測定する第 2 の経過時間測定手段と

、

前記第 1 の経過時間測定手段により測定された経過時間と前記第 2 の経過時間測定手段により測定された経過時間とを比較して疲労度情報を出力する比較出力手段と、

を備えたことを特徴とする疲労度判別システム。

【請求項 3】 請求項 1 に記載の疲労度判別システムにおいて、

前記疲労度判定手段は、一定期間の心拍変動で前記心拍数信号に基づいて平均心拍数を算出する平均心拍数算出手段と、

前記平均心拍数を上回る領域の範囲の分散値を算出する第 1 の分散値算出手段と、

前記平均心拍数を下回る領域の範囲の分散値を算出する第 2 の分散値算出手段と、

前記第 1 の分散値算出手段により算出された分散値と前記第 2 の分散値算出手段により算出された分散値とを比較して疲労度情報を出力する比較出力手段と、

を備えたことを特徴とする疲労度判別システム。

【請求項 4】 被検体の心拍を表す信号を入力して予め設定された測定区間内におけるピーク値を検出し、そのピーク値間隔の時間を算出するピーク値間隔時間算出手段と、

前記ピーク値間隔時間算出手段により算出されたピーク値間隔時間の平均値を計測し、このピーク値間隔時間の平均値を上回る振幅と下回る振幅とを比較して疲労度を判定する疲労度判定手段と、

を備えたことを特徴とする疲労度判別システム。

【請求項 5】 請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の疲労度判別システムにおいて、

前記疲労度判定手段により判定された被検体の疲労度が所定値を超えた場合に警報を発する警報手段を備えたことを特徴とする疲労度判別システム。

【請求項 6】 請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の疲労度判別システムにおいて、

前記疲労度判定手段にて処理される疲労度情報をリアルタイムに表示する表示手段を備えたことを特徴とする疲労度判別システム。

【請求項 7】 被検体の心拍を表す信号を入力して経時的に変化する心拍数信号を演算する心拍数演算工程と、

前記心拍数演算工程により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度を判定する疲労度判定工程と、

を含むことを特徴とする疲労度判別方法。

【請求項 8】 請求項 7 に記載の疲労度判別方法において、

前記疲労度判定工程は、一定期間の心拍変動で前記心拍数信号に基づいて平均心拍数を算出する平均心拍数算出工程と、

前記平均心拍数を上回る領域の経過時間を測定する第 1 の経過時間測定工程と、

前記平均心拍数を下回る領域の経過時間を測定する第 2 の経過時間測定工程と、

前記第 1 の経過時間測定工程により測定された経過時間と前記第 2 の経過時間

測定工程により測定された経過時間とを比較して疲労度情報を出力する比較出力工程と、

を含むことを特徴とする疲労度判別方法。

【請求項 9】 請求項 7 に記載の疲労度判別方法において、

前記疲労度判定工程は、一定期間の心拍変動で前記心拍数信号に基づいて平均心拍数を算出する平均心拍数算出工程と、

前記平均心拍数を上回る領域の範囲の分散値を算出する第 1 の分散値算出工程と、

前記平均心拍数を下回る領域の範囲の分散値を算出する第 2 の分散値算出工程と、

前記第 1 の分散値算出工程により算出された分散値と前記第 2 の分散値算出工程により算出された分散値とを比較して疲労度情報を出力する比較出力工程と、

を含むことを特徴とする疲労度判別方法。

【請求項 10】 被検体の心拍を表す信号を入力して予め設定された測定区間内におけるピーク値を検出し、そのピーク値間隔の時間を算出するピーク値間隔時間算出工程と、

前記ピーク値間隔時間算出工程により算出されたピーク値間隔時間の平均値を計測し、このピーク値間隔時間の平均値を上回る振幅と下回る振幅とを比較して疲労度を判定する疲労度判定工程と、

を含むことを特徴とする疲労度判別方法。

【請求項 11】 請求項 7 乃至 10 のいずれか一項に記載の疲労度判別方法において、

前記疲労度判定工程により判定された被検体の疲労度が所定値を超えた場合に警報を発する警報工程を含むことを特徴とする疲労度判別方法。

【請求項 12】 請求項 7 乃至 10 のいずれか一項に記載の疲労度判別方法において、

前記疲労度判定工程にて処理される疲労度情報をリアルタイムに表示する表示工程を含むことを特徴とする疲労度判別方法。

【請求項 13】 コンピュータによって、被検体の心拍を表す心拍数信号に

基づいて当該被検体の疲労度を判定する疲労度判別用プログラムであって、

前記コンピュータを、

被検体の心拍を表す信号を入力して経時的に変化する心拍数信号を演算する心拍数演算手段、

前記心拍数演算手段により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度を判定する疲労度判定手段、

として機能させることを特徴とする疲労度判別用プログラム。

【請求項 1 4】 請求項 1 3 に記載の疲労度判別用プログラムにおいて、

前記コンピュータを疲労度判定手段として機能させる際に、

当該コンピュータを、

一定期間の心拍変動で前記心拍数信号に基づいて平均心拍数を算出する平均心拍数算出手段、

前記平均心拍数を上回る領域の経過時間を測定する第 1 の経過時間測定手段、

前記平均心拍数を下回る領域の経過時間を測定する第 2 の経過時間測定手段、

前記第 1 の経過時間測定手段により測定された経過時間と前記第 2 の経過時間測定手段により測定された経過時間とを比較して疲労度情報を出力する比較出力手段、

として機能させることを特徴とする疲労度判別用プログラム。

【請求項 1 5】 請求項 1 3 に記載の疲労度判別用プログラムにおいて、

前記コンピュータを疲労度判定手段として機能させる際に、

当該コンピュータを、

一定期間の心拍変動で前記心拍数信号に基づいて平均心拍数を算出する平均心拍数算出手段、

前記平均心拍数を上回る領域の範囲の分散値を算出する第 1 の分散値算出手段

、

前記平均心拍数を下回る領域の範囲の分散値を算出する第 2 の分散値算出手段

、

前記第 1 の分散値算出手段により算出された分散値と前記第 2 の分散値算出手段により算出された分散値とを比較して疲労度情報を出力する比較出力手段、

として機能させることを特徴とする疲労度判別用プログラム。

【請求項 1 6】 コンピュータによって、被検体の心拍を表す心拍信号のピーク値間隔に基づいて当該被検体の疲労度を判定する疲労度判別用プログラムであって、

前記コンピュータを、

前記被検体の心拍を表す信号を入力して予め設定された測定区間内におけるピーク値を検出し、そのピーク値間隔の時間を算出するピーク値間隔時間算出手段

、
前記ピーク値間隔時間算出手段により算出されたピーク値間隔時間の平均値を計測し、このピーク値間隔時間の平均値を上回る振幅と下回る振幅とを比較して疲労度を判定する疲労度判定手段、

として機能させることを特徴とする疲労度判別用プログラム。

【請求項 1 7】 請求項 1 3 乃至 1 6 のいずれか一項に記載の疲労度判別用プログラムにおいて、

前記コンピュータを、

前記疲労度判定手段により判定された被検体の疲労度が所定値を超えた場合に警報を発する警報手段として機能させることを特徴とする疲労度判別用プログラム。

【請求項 1 8】 請求項 1 3 乃至 1 6 のいずれか一項に記載の疲労度判別用プログラムにおいて、

前記コンピュータを、

前記疲労度判定手段にて処理される疲労度情報をリアルタイムに表示する表示手段として機能させることを特徴とする疲労度判別用プログラム。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、疲労度判別システム、疲労度判別方法、および疲労度判別用プログラムに関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

従来、この種の疲労度判定装置には、特開 2 0 0 2 - 6 5 6 5 0 公報に開示されたものがある。この疲労度判定装置は、運転者の心拍信号に基づいて停車時および走行時の心拍数と拍動間隔の変動を演算し、この演算結果の心拍数と拍動間隔変動を二次元座標に展開した場合の分布領域の時間的な推移傾向と、心拍数の瞬時増加の有無とに基づいて、運転者の疲労度を判定するようにしている。そして、従来の疲労度判定装置では、心拍数と拍動間隔変動を二次元座標上で、停車時の分布領域と走行時の分布領域とが接近するほど運転者の疲労度が高いと判定する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した従来の疲労度判定装置では、疲労度を過去のデータと比較しているので、過去のデータが信頼することができない場合、判定の信頼性が低くなるという問題があった。そして、疲労度判定の個人差が大きいので、運転者の特定を行う必要がある。

【0004】

さらに、従来の疲労度判定装置では、運転者の個人差、道路の走行状態、体調の変化により本当に疲労している状態であるか否かの判断が困難である。また、疲労度の誤検出を防止する目的で検出感度を低くすると、検出漏れが生じる反面、検出感度を高めると、誤検出が増えるという問題があった。

【0005】

本発明は、上記事情を考慮してなされたもので、その課題の一例としては、疲労度判定の個人差が少なく、誤動作しにくく、心拍情報だけで信頼性の高い疲労度の判定が可能な疲労度判別システム、疲労度判別方法、および疲労度判別用プログラムを提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため、請求項 1 に記載の疲労度判別システムの発明は、被検体の心拍を表す信号を入力して経時的に変化する心拍数信号を演算する心拍数

演算手段と、前記心拍数演算手段により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度を判定する疲労度判定手段と、を備えた構成を有している。

【 0 0 0 7 】

また、請求項 4 に記載の疲労度判別システムの発明は、被検体の心拍を表す信号を入力して予め設定された測定区間内におけるピーク値を検出し、そのピーク値間隔の時間を算出するピーク値間隔時間算出手段と、前記ピーク値間隔時間算出手段により算出されたピーク値間隔時間の平均値を計測し、この平均値を上回る振幅と下回る振幅とを比較して疲労度を判定する疲労度判定手段と、を備えた構成を有している。

【 0 0 0 8 】

さらに、請求項 7 に記載の疲労度判別方法の発明は、被検体の心拍を表す信号を入力して経時的に変化する心拍数信号を演算する心拍数演算工程と、前記心拍数演算工程により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度を判定する疲労度判定工程と、を含む構成を有している。

【 0 0 0 9 】

そして、請求項 1 3 に記載の疲労度判別用プログラムの発明は、コンピュータによって、被検体の心拍を表す心拍数信号に基づいて当該被検体の疲労度を判定する疲労度判別用プログラムであって、前記コンピュータを、被検体の心拍を表す信号を入力して経時的に変化する心拍数信号を演算する心拍数演算手段、前記心拍数演算手段により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度を判定する疲労度判定手段、として機能させる構成を有している。

【 0 0 1 0 】

【発明の実施の形態】

以下、本願の実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 1 1 】

(第 1 実施形態)

図 1 は本願に係る疲労度判別システムの第 1 実施形態の構成を示すブロック図である。なお、本実施形態の疲労度判別システムは、例えば車両などの移動体に搭載され、被検体である運転者の心拍を表す信号を入力し、その心拍信号に基づいて心拍数を検出し、この心拍数信号に基づいて当該運転者の疲労度を判定するために用いられる。この場合、運転者の心拍を表す信号は、車両のハンドルセンサを通して心電図計測装置から生成される。他の実施形態も同様である。

【 0 0 1 2 】

図 1 に示すように、本実施形態の疲労度判別システムは、被検体の心電図情報を検出する心電図計測装置 1 1 と、この心電図計測装置 1 1 の心電図情報から被検体の心拍を表す心拍信号を入力して経時的に変化する心拍数信号を演算する心拍数計測装置 1 2 と、この心拍数計測装置 1 2 により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度を判定する解析装置 1 3 と、この解析装置 1 3 との間でデータの授受が行われ、当該解析装置 1 3 を予め記憶されているプログラムに従って動作を実行させるためのメモリ 1 8 と、解析装置 1 3 により判定された被検体の疲労度が所定値を超えた場合に警報を発するブザーなどの警報装置 1 9 と、解析装置 1 3 にて処理される疲労度情報をリアルタイムに表示する疲労度表示装置 2 0 とを備えて構成されている。

【 0 0 1 3 】

なお、例えば本実施形態の心拍数計測装置 1 2 は、本発明の心拍数演算手段を、本実施形態の解析装置 1 3 は、本発明の疲労度判定手段を、本実施形態の警報装置 1 9 は、本発明の警報手段を、本実施形態の疲労度表示装置 2 0 は、本発明の表示手段をそれぞれ構成している。

【 0 0 1 4 】

また、例えば心電図計測装置 1 1 は、上述したようにハンドルの一部に運転者の心拍信号を検出する検出部（図示せず）を設け、当該検出部を両手で握ることによって心拍信号、すなわち、人体の心臓の活動電位の時間軸上の変化を検出するとともに、当該心臓の活動電位の時間軸上の変化に基づいて心電図波形データを生成し、当該心電図波形データに基づいて心拍信号を心拍数計測装置 1 2 に出力する。

【 0 0 1 5 】

この心拍数計測装置 1 2 は、心拍数を算出する場合、心電図計測装置 1 1 にて生成した心電図波形データの各周期毎の最大値である R 波と R 波の間隔を示す値を算出する（以下、ピーク値間隔データともいう。）とともに、当該 R 波と R 波の間隔に、入力されたピーク間隔の値の逆数を取り、それを 6 0 倍して 1 分間の心拍数を算出し、当該算出した心拍数信号を解析装置 1 3 に出力する。

【 0 0 1 6 】

この解析装置 1 3 は、上記のように心拍数計測装置 1 2 により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度を判定する。

【 0 0 1 7 】

すなわち、本実施形態の解析装置 1 3 は、一定期間の心拍変動で心拍数信号に基づいて平均心拍数を算出する平均値計測部 1 4 と、平均心拍数から一定の値を上回るようにオフセットした値を閾値として設定する閾値設定部 1 5 a と、平均心拍数から一定の値を下回るようにオフセットした値を閾値として設定する閾値設定部 1 5 b と、平均心拍数を上回る領域の経過時間を測定する経過時間測定部 1 6 a と、平均心拍数を下回る領域の経過時間を測定する経過時間測定部 1 6 b と、経過時間測定部 1 6 a により測定された平均心拍数を上回る領域の経過時間と経過時間測定部 1 6 b により測定された平均心拍数を下回る領域の経過時間とを比較して疲労度情報を出力する比較出力部 1 7 とを備えて構成されている。

【 0 0 1 8 】

なお、例えば本実施形態の平均値計測部 1 4 は、本発明の平均心拍数算出手段を、本実施形態の経過時間測定部 1 6 a は、本発明の第 1 の経過時間測定手段を、本実施形態の経過時間測定部 1 6 b は、本発明の第 2 の経過時間測定手段を、本実施形態の比較出力部 1 3 c は、本発明の比較出力手段をそれぞれ構成している。

【 0 0 1 9 】

次に、本実施形態の疲労度判別処理手順を図 2 のフローチャートに基づいて説明する。

【 0 0 2 0 】

まず、心電図計測装置 1 1 により計測した被検体の心電図情報から被検体の心拍を表す心拍信号を入力し、心拍数計測装置 1 2 により経時的に変化する心拍数信号を演算する（ステップ S 1）。具体的には、心拍数計測装置 1 2 で 1 0 秒間ごとの心拍数を算出する。

【 0 0 2 1 】

ステップ S 2 の疲労度判定処理は、解析装置 1 3 によって実行され、後述する図 3 に示すフローチャートに従って処理される。

【 0 0 2 2 】

そして、ステップ S 3 で運転者の疲労度が大きいかな否かを判断し、疲労度が所定値を超えた場合には、警報装置 1 9 に警報指令信号を出力するとともに、疲労度表示装置 2 0 に表示指令信号を出力する（ステップ S 4）。

【 0 0 2 3 】

一方、ステップ S 3 で疲労度が所定値以下の場合には、疲労度表示装置 2 0 に疲労状態を表示指令信号としてリアルタイムに出力する（ステップ S 5）。

【 0 0 2 4 】

次に、図 2 のステップ S 2 の疲労度判定処理を図 3 に示すフローチャートに従って説明する。

【 0 0 2 5 】

まず、心拍数計測装置 1 2 で 1 0 秒間ごとに心拍数を算出し、この心拍数に基づいて解析装置 1 3 の平均値計測部 1 4 では、計測期間を 1 0 0 秒間（約 1 7 分間）とし平均心拍数を算出する。この平均心拍数を HR とする（ステップ S 1 1）。

【 0 0 2 6 】

次いで、解析装置 1 3 は、平均心拍数 HR の閾値を設定する。すなわち、平均心拍数 HR から一定の値をオフセットし（この場合には 1 拍数）、平均心拍数 HR を上回る上側閾値 s_h1 を閾値設定部 1 5 a により設定するとともに、平均心拍数 HR を下回る下側閾値 s_h2 を閾値設定部 1 5 b により設定する。したがって、上側閾値 s_h1 は平均心拍数 $HR + 1$ で、下側閾値 s_h2 は平均心拍数 HR

- 1 である (ステップ S 1 2)。

【 0 0 2 7 】

なお、本実施形態では、図 4 および図 5 に示すように平均心拍数 HR を 7 5 とし、上側閾値 s h 1 を 7 6、下側閾値 s h 2 を 7 4 としている。

【 0 0 2 8 】

さらに、心拍数が上側閾値 s h 1 を上回る領域の経過時間を T H とし、この経過時間 T H を経過時間測定部 1 6 a により測定するとともに、下側閾値 s h 2 を下回る領域の経過時間を T L とし、この経過時間 T L を経過時間測定部 1 6 b により測定する (ステップ S 1 3)。

【 0 0 2 9 】

そして、解析装置 1 3 の比較出力部 1 7 は、経過時間測定部 1 6 a により測定された平均心拍数を上回る領域の経過時間 T H と、経過時間測定部 1 6 b により平均心拍数を下回る領域の経過時間 T L とを比較して疲労度情報を出力する (ステップ S 1 4)。

【 0 0 3 0 】

したがって、運転者の疲労度 F は、

【 0 0 3 1 】。

【数 1】

$$F = (T L / T H - 1) \times 1 0 0$$

となる。

【 0 0 3 2 】

図 4 は高速道路走行中に運転者に疲労感が現れている状態を示す波形図である。図 4 に示すように、1 0 0 ポイントの心拍数データで、上側閾値 s h 1 を上回るものが 3 0 ポイント、下側閾値 s h 2 を下回るものが 4 1 ポイントであった。したがって、疲労度 F は、

【 0 0 3 3 】

【数 2】

$$F = (4 1 / 3 0 - 1) \times 1 0 0 = 4 1$$

である。この疲労度 F は、閾値を 3 0 とし、その値を超えると疲れていると判断

される一方、その値未満であれば疲れていないと判断される。

【0034】

よって、この場合には、疲労度Fの値が41と閾値30より大きいので、疲れていると判断される。この状態は、図6に示すように疲労度表示装置20に表示されると同時に、警報装置19から警報が発せられる。

【0035】

また、図5は市街地走行中に運転者に疲労感が現れていない状態を示す波形図である。図5に示すように、100ポイントの心拍数データで、上側閾値sh1を上回るものが39ポイント、下側閾値sh2を下回るものが39ポイントであった。したがって、疲労度Fは、

【0036】

【数3】

$$F = (39 / 39 - 1) \times 100 = 0$$

である。よって、この場合には疲労度Fの値が0と閾値30より小さいので、疲れていないと判断することができる。この疲労度Fの値は、図6に示す疲労度表示装置20にリアルタイムに表示される。

【0037】

この疲労度表示装置20は、図6に示すように疲労度表示部20aに疲労度Fの値が表示されるとともに、疲労度Fの値が大きい場合に「休憩が必要です。」という休憩を促す旨が表示され、心拍数表示部20bに平均心拍数が表示され、波形表示部20cに代表波形データがそれぞれ表示される。

【0038】

このように本実施形態によれば、心電図計測装置11の心電図情報から被検体の心拍を表す心拍信号を入力して経時的に変化する心拍数信号を演算する心拍数計測装置12と、この心拍数計測装置12により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度を判定する解析装置13とを備えたことにより、疲労度判定の個人差が少なく、誤動作しにくく、車両の各種情報がなくても心拍情報だけで信頼性の高い疲労度の判定が可能となる。

【0039】

また、本実施形態によれば、解析装置 1 3 は、一定期間の心拍変動で心拍数信号に基づいて平均心拍数を算出する平均値計測部 1 4 と、平均心拍数を上回る領域の経過時間を測定する経過時間測定部 1 6 a と、平均心拍数を下回る領域の経過時間を測定する経過時間測定部 1 6 b と、経過時間測定部 1 6 a により測定された平均心拍数を上回る領域の経過時間と経過時間測定部 1 6 b により測定された平均心拍数を下回る領域の経過時間とを比較して疲労度情報を出力する比較出力部 1 3 c とを備えたことにより、疲労度判定の個人差が少なく、誤動作しにくく、車両の各種情報がなくても心拍情報だけで信頼性の高い疲労度の判定が可能となる。

【 0 0 4 0 】

さらに、本実施形態によれば、解析装置 1 3 により判定された運転者の疲労度が所定値を超えた場合に警報を発する警報装置 1 9 を備えたことにより、運転者にとって疲労度が大きく無理して運転している状態が判る。

【 0 0 4 1 】

そして、本実施形態によれば、解析装置 1 3 にて処理される疲労度情報を疲労度表示装置 2 0 にリアルタイムに表示することにより、運転者にとって疲労度がどの程度の状態で運転しているかを常時判断することができる。

【 0 0 4 2 】

(第 2 実施形態)

図 7 は本願に係る疲労度判別システムの第 2 実施形態の構成を示すブロック図である。なお、前記第 1 実施形態と同一の構成部分には、同一の符号を付して説明を省略する。他の実施形態も同様である。

【 0 0 4 3 】

図 7 に示すように、本実施形態の疲労度判別システムは、被検体の心電図情報を検出する心電図計測装置 1 1 と、この心電図計測装置 1 1 の心電図情報から被検体の心拍を表す心拍信号を入力して経時的に変化する心拍数信号を演算する心拍数計測装置 1 2 と、この心拍数計測装置 1 2 により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度を判定する解析装置 2 3 と、この解析装置 2 3 との間でデータの授受が行われ、当該解析装置 2 3 を

予め記憶されているプログラムに従って動作を実行させるためのメモリ 1 8 と、解析装置 2 3 により判定された被検体の疲労度が所定値を超えた場合に警報を発するブザーなどの警報装置 1 9 と、解析装置 2 3 にて処理される疲労度情報をリアルタイムに表示する疲労度表示装置 2 0 とを備えて構成されている。

【 0 0 4 4 】

本実施形態の解析装置 2 3 は、一定期間の心拍変動で心拍数信号に基づいて平均心拍数を算出する平均値計測部 1 4 と、平均心拍数を上回る領域の範囲の分散値を算出する分散値算出部 2 4 a と、平均心拍数を下回る領域の範囲の分散値を算出する分散値算出部 2 4 b と、分散値算出部 2 4 a により算出された平均心拍数を上回る領域の範囲の分散値と分散値算出部 2 4 b により算出された平均心拍数を下回る領域の範囲の分散値とを比較して疲労度情報を出力する比較出力部 1 7 とを備えて構成されている。

【 0 0 4 5 】

なお、例えば本実施形態の分散値算出部 2 4 a は、本発明の第 1 の分散値算出手段を、本実施形態の分散値算出部 2 4 b は、本発明の第 2 の分散値算出手段をそれぞれ構成している。

【 0 0 4 6 】

なお、本実施形態の疲労度判別処理手順の全体フローは、図 2 に示すフローチャートと同様であるものの、図 2 のステップ S 2 の疲労度判定処理が前記第 1 実施形態と異なるので、その処理を図 8 に示すフローチャートに従って説明する。以下の各実施形態のフローチャートも同様である。

【 0 0 4 7 】

まず、心拍数計測装置 1 2 で 1 0 秒間ごとに心拍数を算出し、この心拍数に基づいて解析装置 1 3 の平均値算出部 1 4 では、計測期間を 1 0 0 秒間（約 1 7 分間）とし平均心拍数を算出する。ここで、平均心拍数を HR とする（ステップ S 2 1 ）。

【 0 0 4 8 】

次いで、分散値算出部 2 4 a は、平均値以上の領域の心拍の分散値を計算し、その分散値を HR H とする。すなわち、分散値算出部 2 4 a は、平均心拍数 HR

を上回る領域の範囲の分散値を算出する（ステップ S 2 2）。

【 0 0 4 9 】

また、分散値算出部 2 4 b は、平均値以下の領域の心拍の分散値を計算し、その分散値を H R L とする。すなわち、分散値算出部 2 4 b は、平均心拍数 H R を下回る領域の範囲の分散値を算出する（ステップ S 2 3）。

【 0 0 5 0 】

そして、解析装置 2 3 の比較出力部 1 7 は、分散値算出部 2 4 a により算出された分散値 H R H と、分散値算出部 2 4 b により算出された分散値 H R L とを比較して疲労度情報を出力する（ステップ S 2 4）。

【 0 0 5 1 】

したがって、運転者の疲労度 F は、

【 0 0 5 2 】

【数 4】

$$F = H R H - H R L$$

となり、図 9 に示すように $H R H > H R L$ であるならば、疲労度が大きいと判断される一方、図 1 0 に示すように $H R H < H R L$ であるならば、疲労度が少ないと判断される。これら疲労度 F の値は、図 6 に示す疲労度表示装置 2 0 にリアルタイムに表示される。なお、図 9 に示す $H R H > H R L$ の場合には、警報装置 1 9 から警報が発せられる。

【 0 0 5 3 】

すなわち、本実施形態では、一定期間の心拍変動で、平均心拍数 H R を上回るデータ領域 W 1 と、平均心拍数 H R を下回るデータ領域 W 2 とをそれぞれ算出し、これらのデータ領域 W 1 とデータ領域 W 2 とを比較出力部 1 7 により比較し、図 9 に示すようにデータ領域 W 1 の密度がデータ領域 W 2 より疎であれば、疲労度が大きいと判断される一方、図 1 0 に示すようにデータ領域 W 1 の密度がデータ領域 W 2 より密であれば、疲労度が少ないと判断される。

【 0 0 5 4 】

このように本実施形態によれば、解析装置 2 3 は、一定期間の心拍変動で心拍数信号に基づいて平均心拍数 H R を算出する平均値計測部 1 4 と、平均心拍数 H

Rを上回る領域の範囲の分散値HRHを算出する分散値算出部24aと、平均心拍数HRを下回る領域の範囲の分散値HRLを算出する分散値算出部24bと、分散値算出部24aにより算出された分散値HRHと分散値算出部24bにより算出された分散値HRLとを比較して疲労度情報を出力する比較出力部17とを備えたことにより、疲労度判定の個人差が少なく、誤動作しにくく、車両の各種情報がなくても心拍情報だけで信頼性の高い疲労度の判定が可能となる。

【0055】

換言すれば、本実施形態は、一定期間の心拍変動で、平均心拍数HRを上回るデータ領域W1と、平均心拍数HRを下回るデータ領域W2とをそれぞれ算出し、これらのデータ領域W1とデータ領域W2とを比較出力部17により双方の疎密を比較することで、疲労度判定の個人差が少なく、誤動作しにくく、車両の各種情報がなくても心拍情報だけで信頼性の高い疲労度の判定が可能となる。

【0056】

その他の構成および作用は、前記第1実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

【0057】

(第3実施形態)

図11は本願に係る疲労度判別システムの第3実施形態を示すフローチャートである。

【0058】

本実施形態では、テンプレートデータをメモリ18に格納しておき、このテンプレートデータと心拍数計測装置12により得られた心拍数信号をマッチドフィルタによりマッチング処理を行い、上に凸の波形の出現頻度および大きさを図示しない検出部により検出することにより、疲労度を計算するようにしている。

【0059】

すなわち、図11に示すように、まずメモリ18からテンプレートデータ読み出し、このこのテンプレートデータと心拍数計測装置12により得られた心拍数信号をマッチドフィルタによりマッチング処理を行う(ステップS31, S32)

。

【 0 0 6 0 】

次いで、マッチング処理した波形に基づいて上に凸の波形の出現頻度および大きさを検出部により検出することにより、疲労度を計算する（ステップ S 3 3, S 3 4）。

【 0 0 6 1 】

このように本実施形態によれば、テンプレートデータをメモリ 1 8 に格納しておき、このテンプレートデータと心拍数計測装置 1 2 により得られた心拍数信号をマッチドフィルタによりマッチング処理を行い、上に凸の波形の出現頻度および大きさを図示しない検出部により検出することにより、疲労度を計算するようにしたので、疲労度判定の個人差が少なく、誤動作しにくく、車両の各種情報がなくても心拍情報だけで信頼性の高い疲労度の判定が可能となる。

【 0 0 6 2 】

（第 4 実施形態）

図 1 2 は本願に係る疲労度判別システムの第 4 実施形態の構成を示すブロック図である。

【 0 0 6 3 】

図 1 2 に示すように、本実施形態の疲労度判別システムは、被検体の心電図情報を検出する心電図計測装置 1 1 と、この心電図情報の波形から被検体の心拍を表す信号を入力して予め設定された測定区間内におけるピーク値を検出し、そのピーク値間隔（R-R 間隔）の時間を算出するピーク検出・算出部 3 2 と、このピーク検出・算出部 3 2 により算出されたピーク値間隔時間の平均値を計測し、この平均値を上回る振幅と下回る振幅とを比較して疲労度を判定する解析装置 3 3 とを備えて構成されている。

【 0 0 6 4 】

なお、例えば本実施形態のピーク検出・算出部 3 2 は、本発明のピーク値間隔時間算出手段を、本実施形態の解析装置 3 3 は、本発明の疲労度判定手段をそれぞれ構成している。

【 0 0 6 5 】

解析装置 3 3 は、ピーク検出・算出部 3 2 により算出されたピーク値間隔時間

の平均値を計測する平均値計測部 14 と、ピーク値間隔時間の極大値を計測する極大値計測部 34 a と、ピーク値間隔時間の極小値を計測する極小値計測部 34 b と、ピーク値間隔時間の平均値を上回る振幅と下回る振幅とを比較して疲労度情報を出力する比較出力部 17 とを備えて構成されている。

【0066】

次に、本実施形態の疲労度判定処理の原理を図 13 (A) , (B) に示す R-R 間隔時間の波形図に従って説明する。

【0067】

心電図計測装置 11 にて生成した心電図波形データから周期毎の最大値である R 波を検出し、R 波と R 波の間隔 (R-R 間隔) に、入力されたピーク間隔の値の逆数を取り、それを 60 倍すると 1 分間の心拍数が算出される。

【0068】

そして、例えば車両運転時において、疲労時には心拍数が低下し、つまり R-R 間隔が大きくなり、図 13 (A) に示すように下側に凸のスパイク状の波形 A , B , C を計測すれば、疲労の尺度になると考えられる。

【0069】

したがって、図 13 (B) に示すように、ある測定区間内での平均値 $RR - av$ 、極大値 $RR - max$ 、極小値 $RR - min$ をそれぞれ計測し、その測定区間内で平均値 $RR - av$ より上側の振幅 $RR - up$ と下側の振幅 $RR - down$ とを比較すると、下側の振幅 $RR - down$ の方が大きくなる。そこで、疲労の尺度 K として

【0070】

【数 5】

$$K = RR - down / RR - up$$

を計算し、 $K > 1$ の場合には疲労が大きく、 $K < 1$ の場合には疲労が少ないと判断することができる。ここで、

【0071】

【数 6】

$$RR - up = (RR - max) - (RR - av)$$

【0072】

【数7】

$$RR-down = (RR-av) - (RR-min)$$

である。

【0073】

次に、本実施形態の疲労度判定処理を図14に示すフローチャートに従って説明する。

【0074】

まず、ピーク検出・算出部32で心電図波形データから被検体の心拍を表す信号を入力して予め設定された測定区間内におけるピーク値を検出し、そのピーク値間隔（R-R間隔）の時間を算出し、その平均値RR-avを平均値計測部14により計測する（ステップS41）。

【0075】

次いで、極大値計測部34aにより予め設定された測定区間内における極大値RR-maxを計測するとともに、極小値計測部34bにより極小値RR-minを計測する（ステップS42，S43）。

【0076】

そして、平均値RR-avを上回る振幅RR-upと、平均値RR-avを下回る振幅RR-downをそれぞれ計算する（ステップS44，S45）。

【0077】

さらに、比較出力部17により平均値RR-avを上回る振幅RR-upと、平均値RR-avを下回る振幅RR-downとを比較して疲労度情報を出力する。すなわち、上述したように $K = RR-down / RR-up$ を計算し、 $K > 1$ の場合には疲労が大きく警報装置19から警報が発せられ、 $K < 1$ の場合には疲労が少ないと判断され、図6に示す疲労度表示装置20にリアルタイムに表示される。

【0078】

このように本実施形態によれば、心電図情報の波形から被検体の心拍を表す信号を入力して予め設定された測定区間内におけるピーク値を検出し、そのピーク

値間隔（R－R間隔）の時間を算出するピーク検出・算出部 3 2 と、このピーク検出・算出部 3 2 により算出されたピーク値間隔時間の平均値を計測し、この平均値を上回る振幅と下回る振幅とを比較して疲労度を判定する解析装置 3 3 とを備えたことにより、疲労度判定の個人差が少なく、誤動作しにくく、車両の各種情報がなくても心拍情報だけで信頼性の高い疲労度の判定が可能となる。

【 0 0 7 9 】

以上のように各実施形態では、上述した疲労度判別システムにより疲労度を判別するようにしたが、疲労度判別システムにコンピュータ、フレキシブルディスクまたはハードディスクなどの記録媒体を備え、この記録媒体に上述した疲労度判別処理を実行するプログラムを格納し、コンピュータによって疲労度判別プログラムを読み込むことにより、上記各実施形態と同様の疲労度判別処理を実行するようにしてもよい。

【 0 0 8 0 】

なお、上記各実施形態は、車両運転中の運転者の疲労度を判別する場合に適用したが、これに限らず別な作業を行っている者にも適用可能である。例えば、学習中の疲労度を判別し、その疲労度が大きければ学習者に対して警報を発して休憩を促すようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本願に係る疲労度判別システムの第 1 実施形態の構成を示すブロック図である。

【図 2】

第 1 実施形態の疲労度判別処理手順を示すフローチャートである。

【図 3】

図 2 のステップ S 2 の疲労度判定処理を示すフローチャートである。

【図 4】

第 1 実施形態において高速道路走行中に運転者に疲労感が現れている状態を示す波形図である。

【図 5】

第 1 実施形態において市街地走行中に運転者に疲労感が現れていない状態を示す波形図である。

【図 6】

第 1 実施形態の疲労度表示装置を示す拡大図である。

【図 7】

本願に係る疲労度判別システムの第 2 実施形態の構成を示すブロック図である。

【図 8】

第 2 実施形態の疲労度判定処理を示すフローチャートである。

【図 9】

第 2 実施形態において疲労時の心拍変動を示す波形図である。

【図 1 0】

第 2 実施形態において通常時の心拍変動を示す波形図である。

【図 1 1】

本願に係る疲労度判別システムの第 3 実施形態を示すフローチャートである。

【図 1 2】

本願に係る疲労度判別システムの第 4 実施形態の構成を示すブロック図である。

【図 1 3】

(A) , (B) は第 4 実施形態の疲労度判定処理の原理を示す波形図である。

【図 1 4】

第 4 実施形態の疲労度判定処理を示すフローチャートである。

【符号の説明】

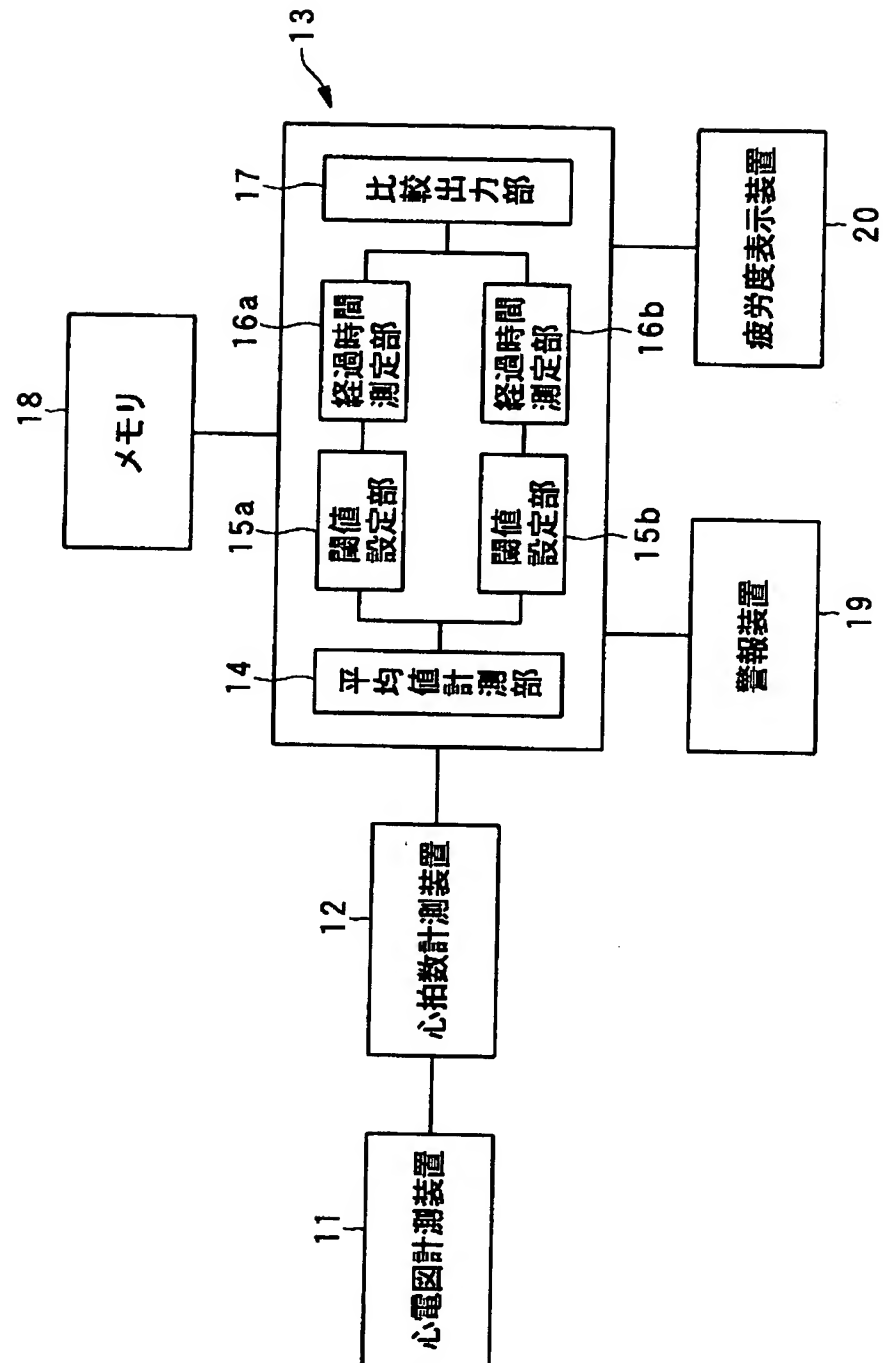
- 1 1 心電図計測装置
- 1 2 心拍数計測装置
- 1 3 解析装置
- 1 4 平均値計測部
- 1 5 a , 1 5 b 閾値設定部
- 1 6 a , 1 6 b 経過時間測定部

- 1 7 比較出力部
- 1 8 メモリ
- 1 9 警報装置
- 2 0 疲労度表示装置
- 2 3 解析装置
- 2 4 a , 2 4 b 分散値算出部
- 3 2 ピーク検出・算出部
- 3 3 解析装置
- 3 4 a 極大値計測部
- 3 4 b 極小値計測部

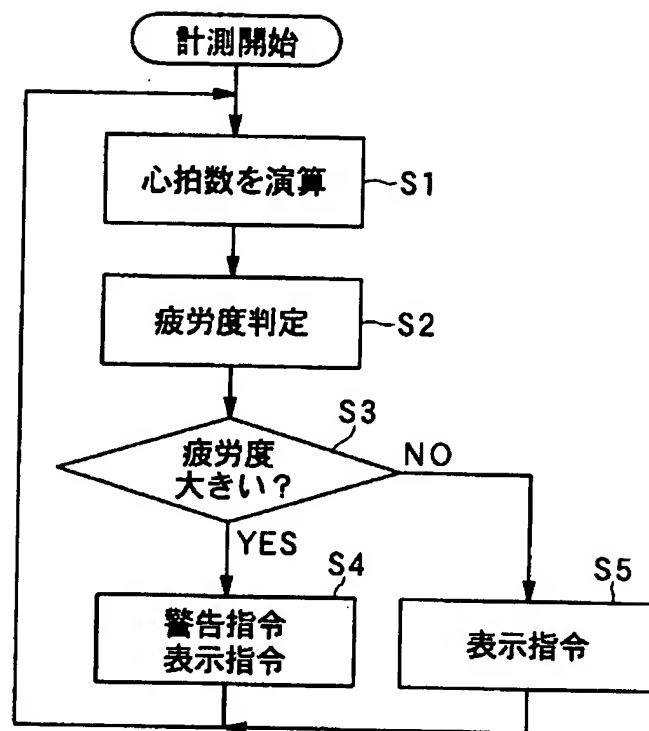
【書類名】

図面

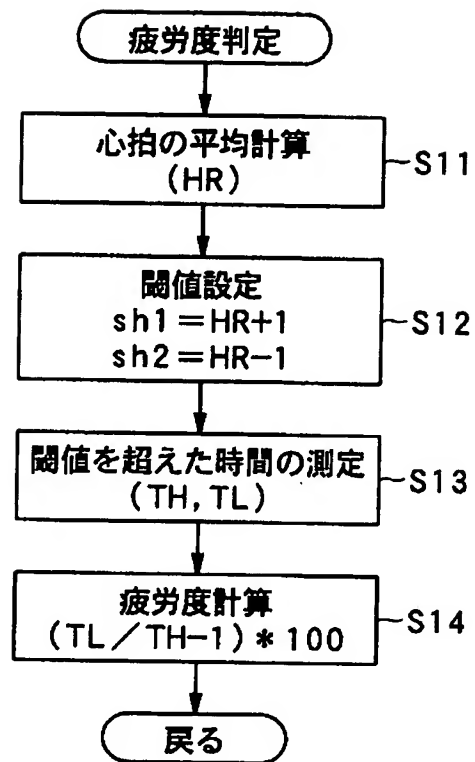
【図 1】



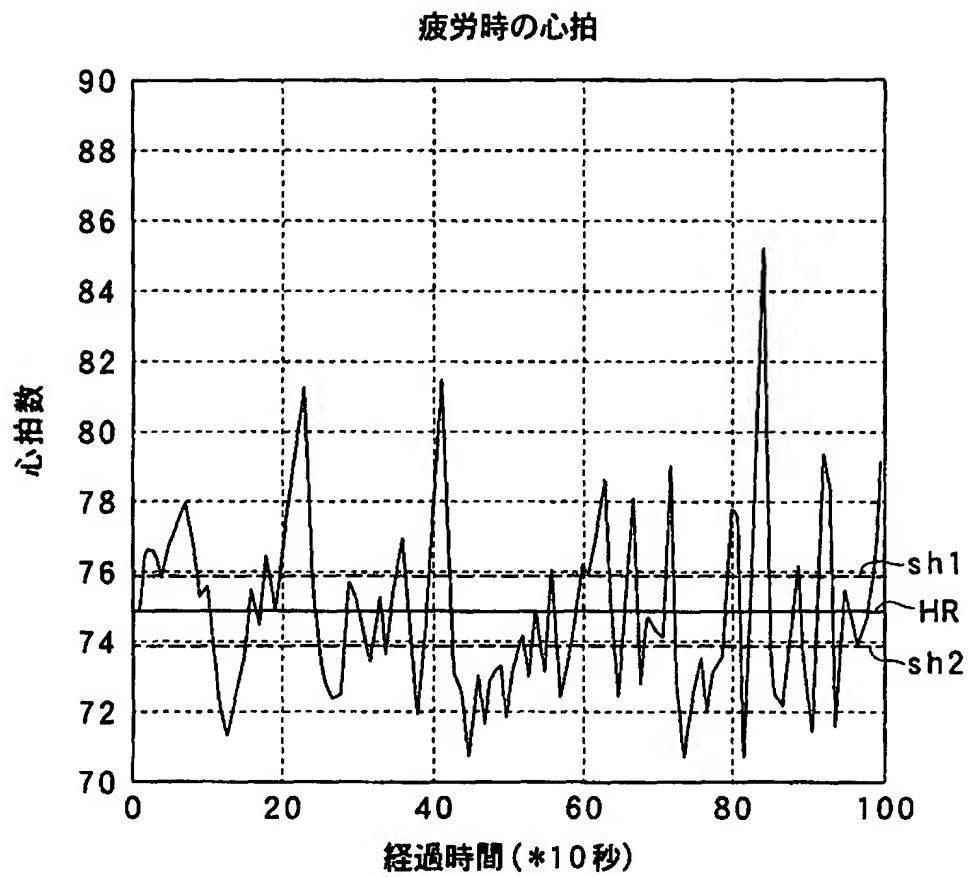
【図 2】



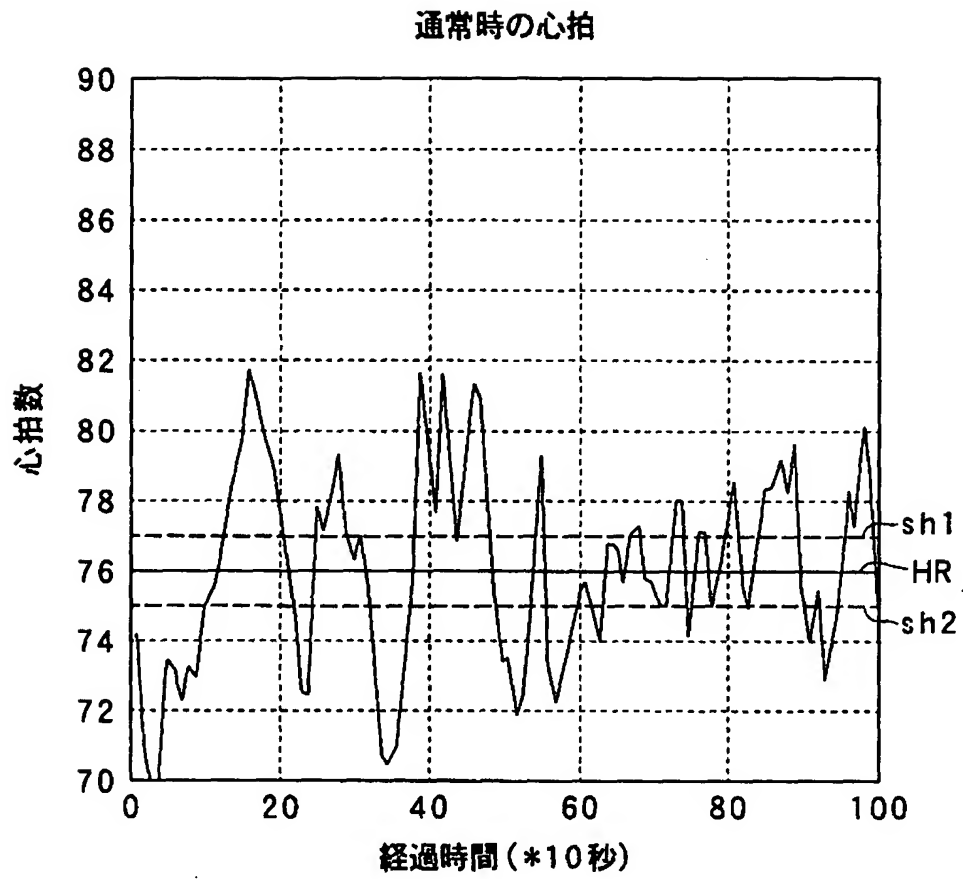
【図3】



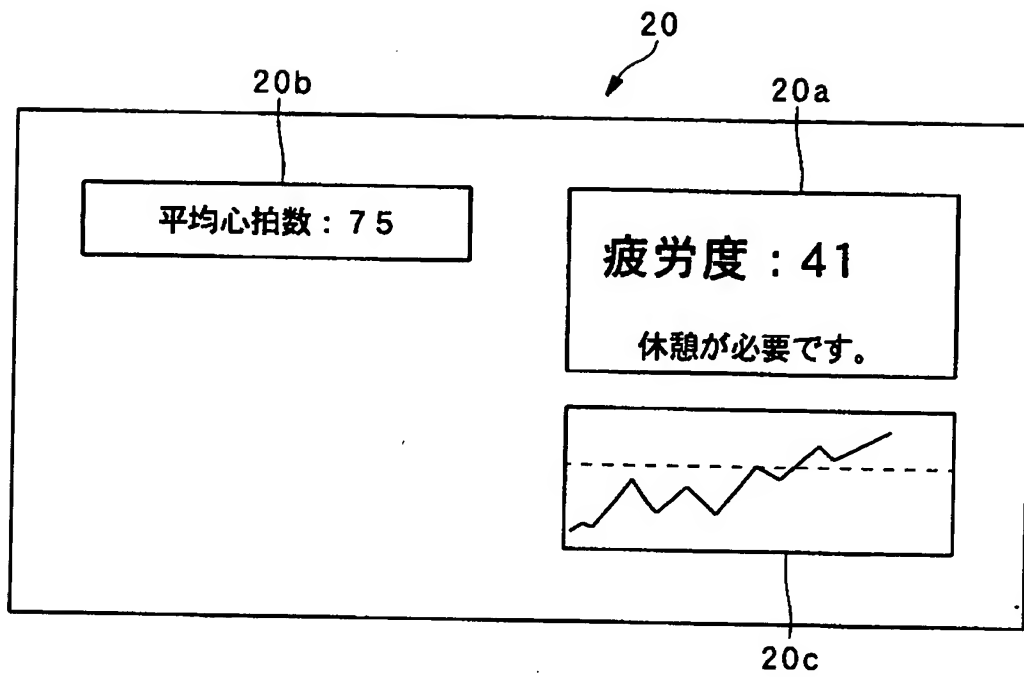
【図 4】



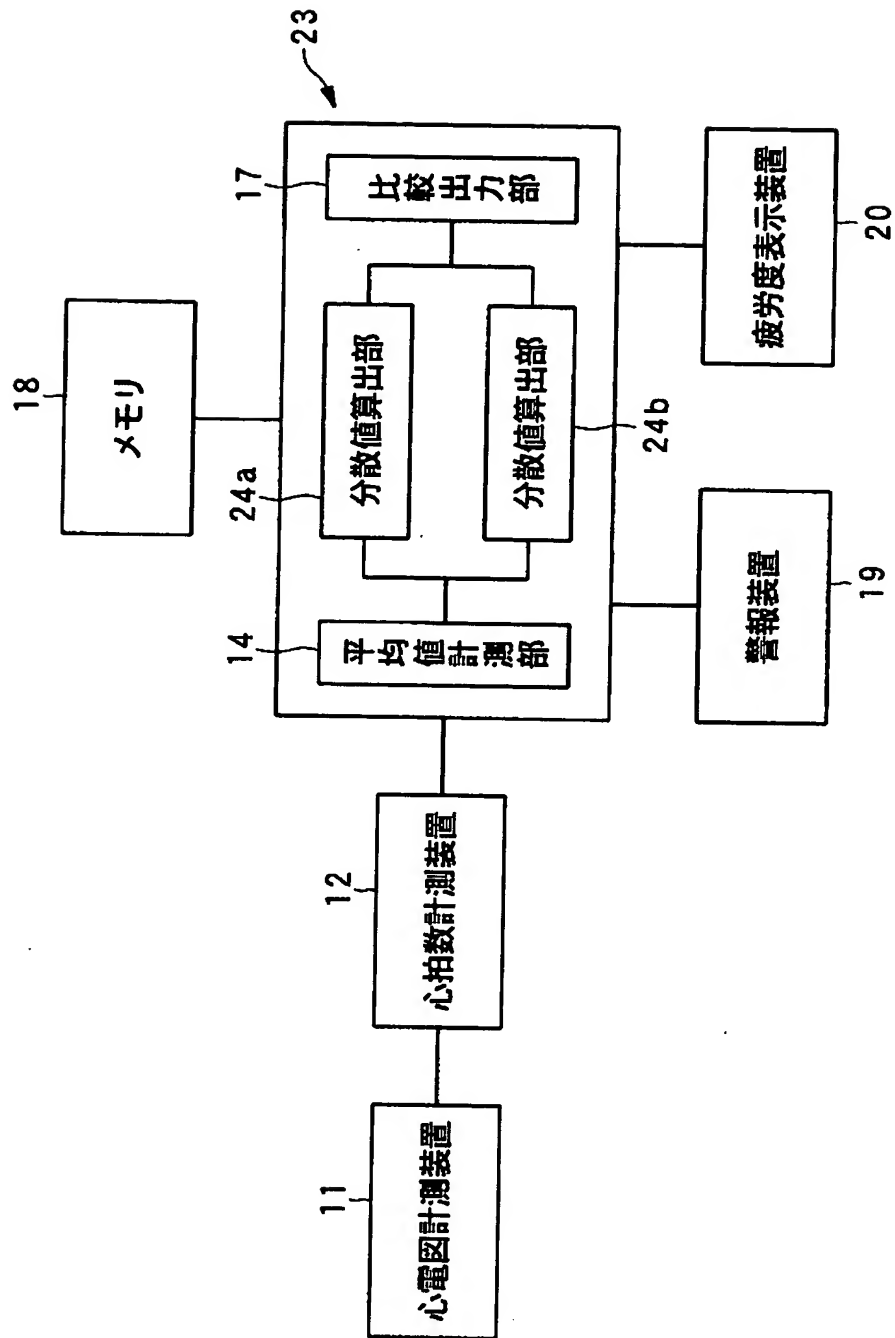
【図 5】



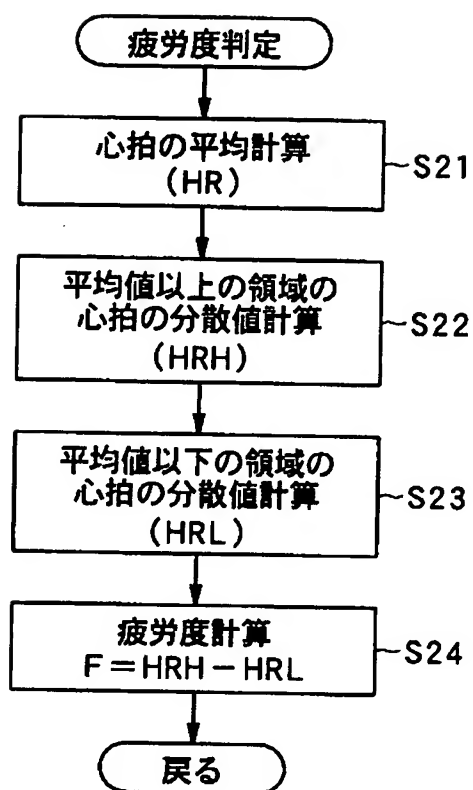
【図 6】



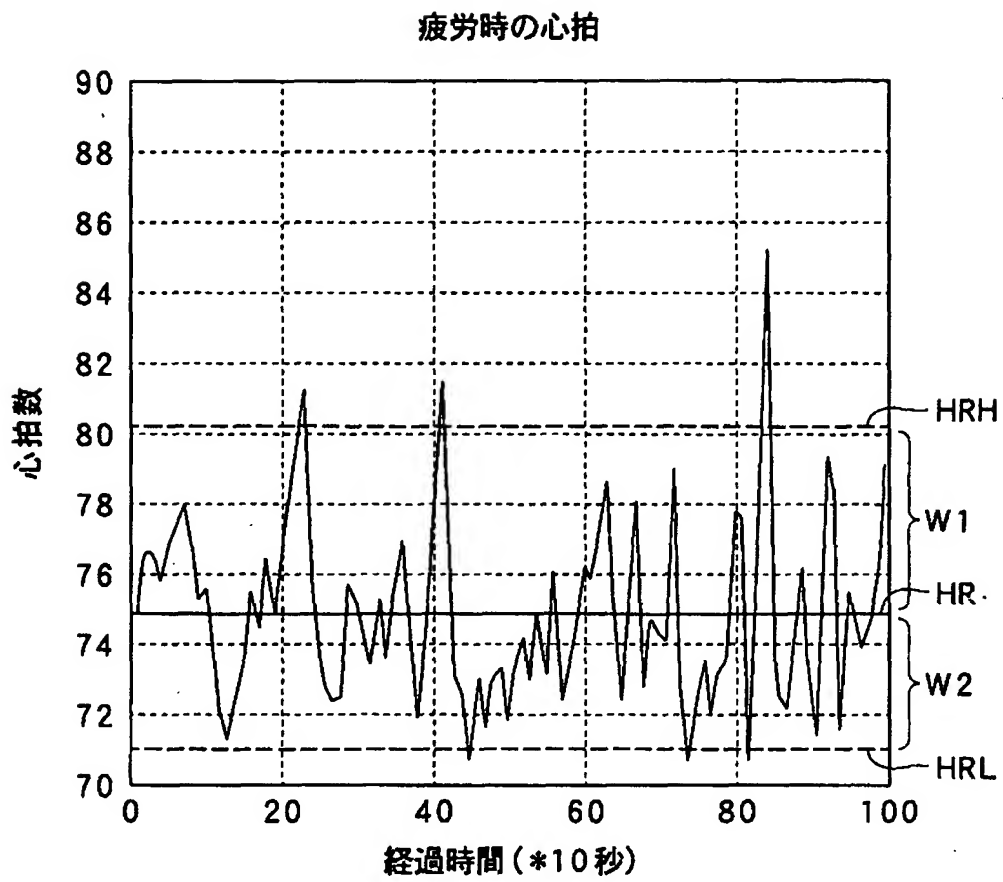
【図 7】



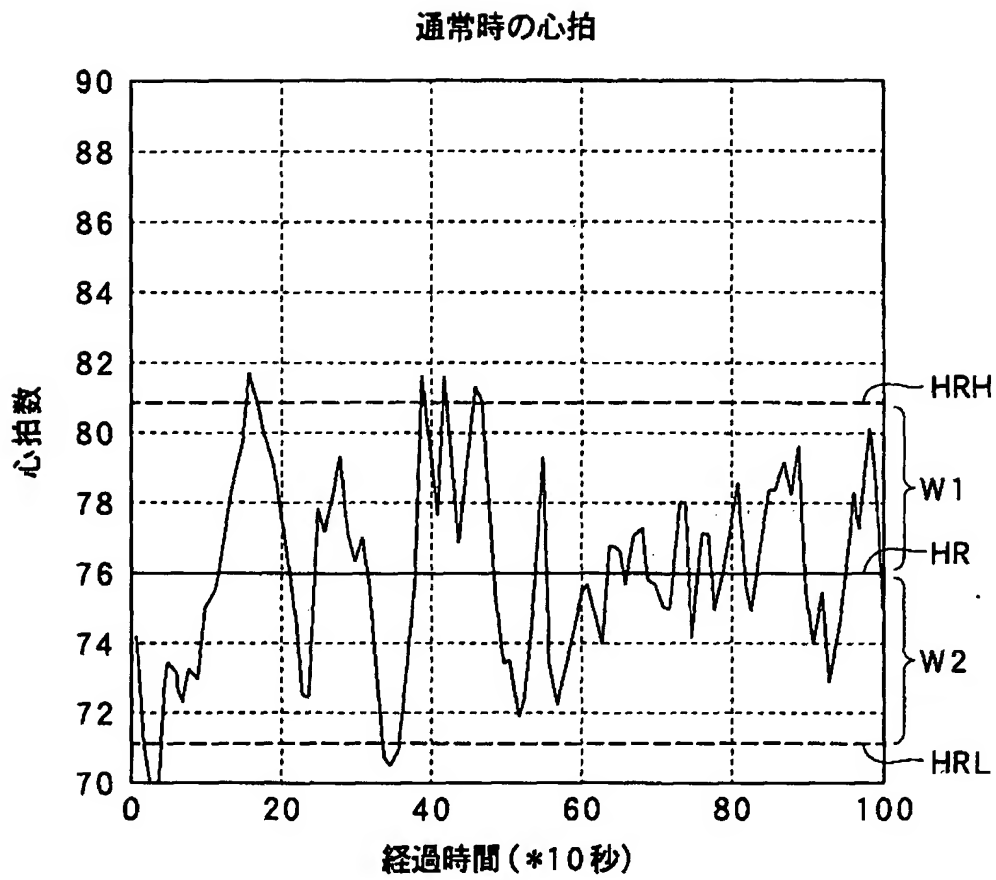
【図 8】



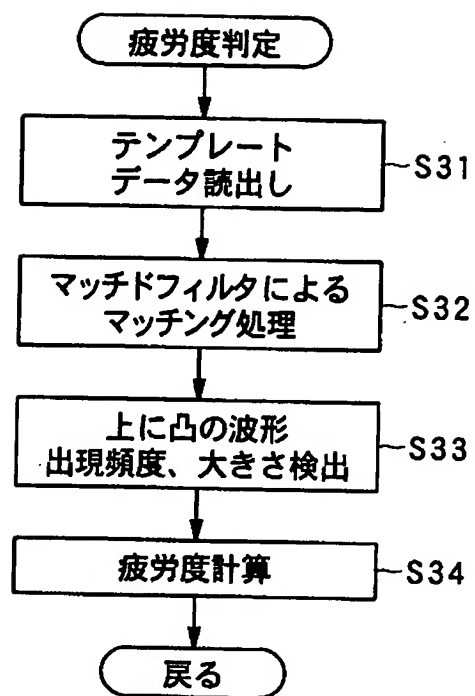
【図 9】



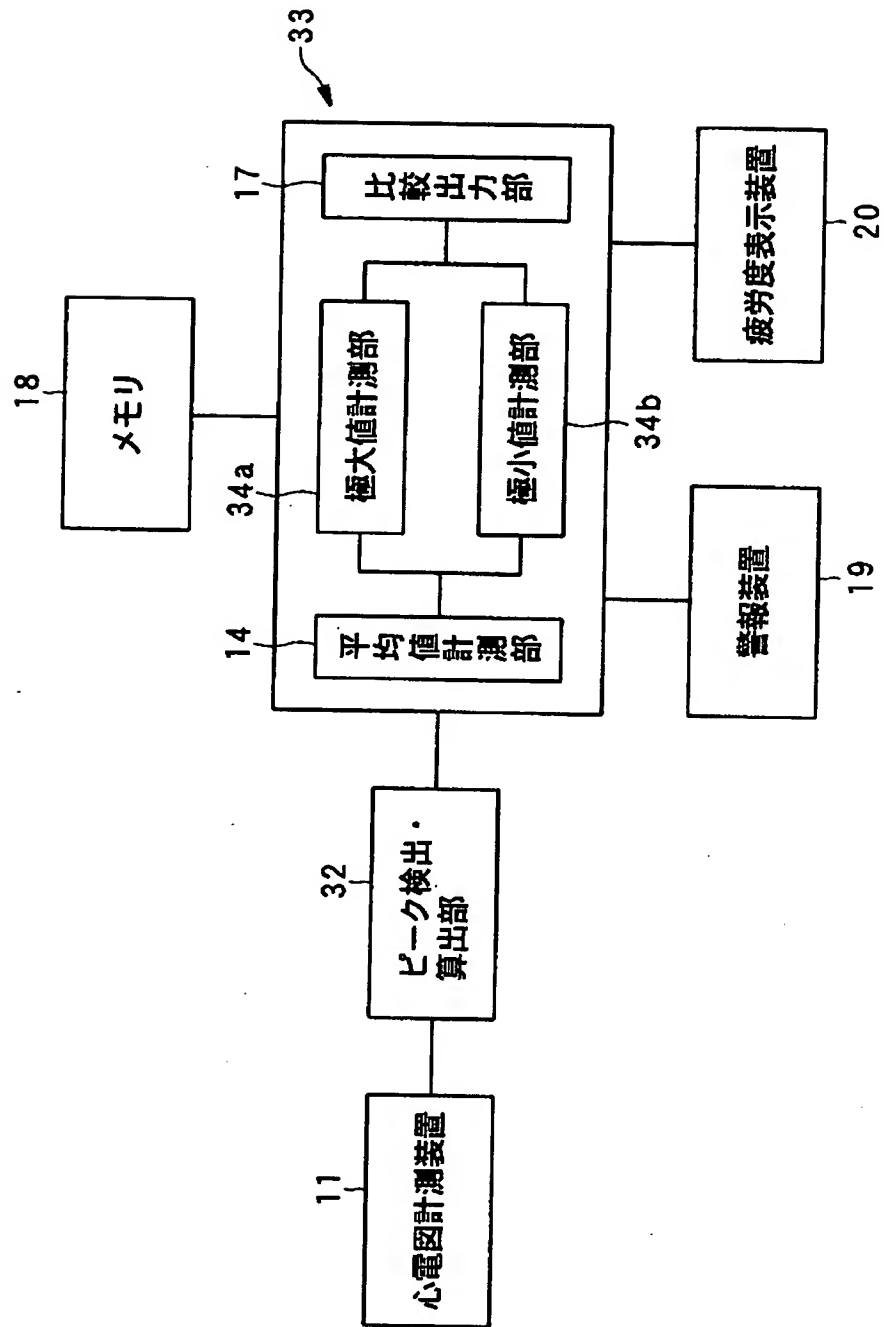
【図 1 0】



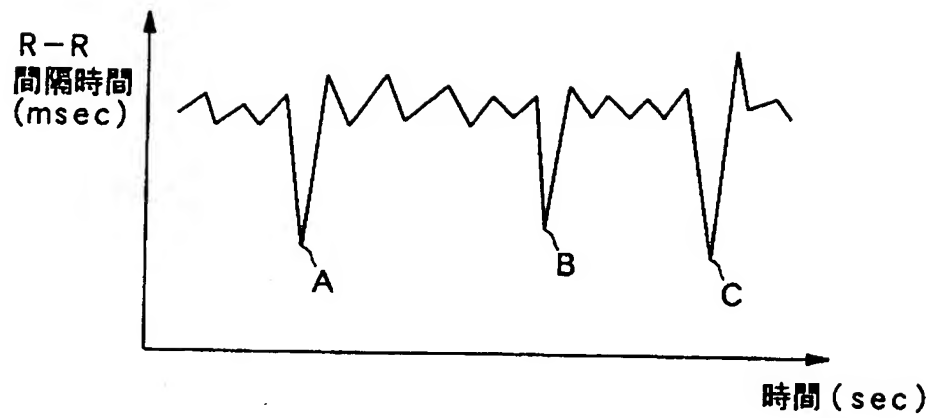
【図 1 1】



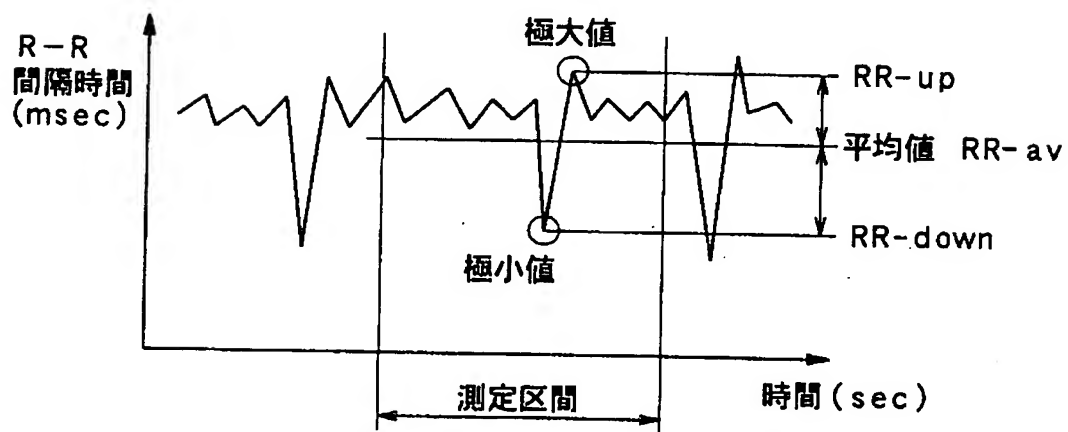
【図 12】



【図 13】

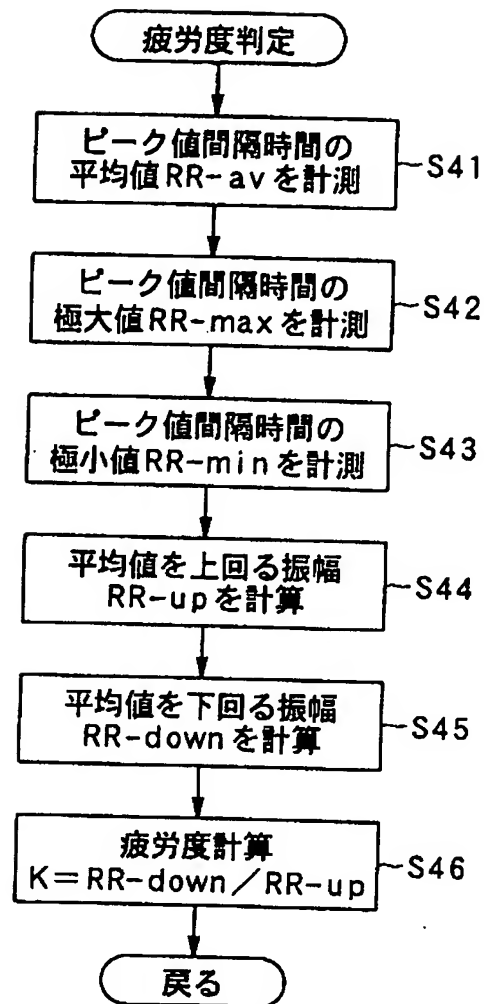


(A)



(B)

【図14】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 疲労度判定の個人差が少なく、誤動作しにくく、心拍情報だけで信頼性の高い疲労度の判定を可能にする。

【解決手段】 被検体の心拍を表す信号を入力して経時的に変化する心拍数信号を心拍数演算手段である心拍数計測装置 1 2 により演算し、この心拍数計測装置 1 2 により演算された心拍数信号において急峻かつ一過性に心拍上昇する心拍変動を捉えて疲労度判定手段である解析装置 1 3 によって疲労度を判定する。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005016]

1. 変更年月日 1990年 8月31日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都目黒区目黒1丁目4番1号
氏 名 パイオニア株式会社